

日 本 国 特 許 庁

JAPAN PATENT OFFICE

25.03.03

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office

出 願 年 月 日

Date of Application:

2002年 3月25日

出 願 番 号

Application Number:

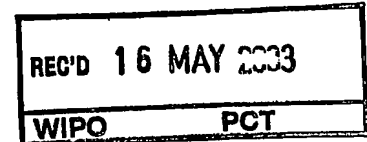
特願2002-083587

[ST.10/C]:

[JP2002-083587]

出 願 人

Applicant(s):

山越 憲一  
横山 能周

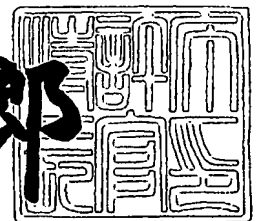
PRIORITY DOCUMENT  
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN  
COMPLIANCE WITH  
RULE 17.1(a) OR (b)

BEST AVAILABLE COPY

2003年 5月 2日

特 許 庁 長 官  
Commissioner,  
Japan Patent Office

太田 信一郎



出証番号 出証特2003-3031271

【書類名】 特許願

【整理番号】 ESC02001

【提出日】 平成14年 3月25日

【あて先】 特許庁長官殿

【国際特許分類】 A61B 5/00  
G01N 21/35  
G01N 33/66

【発明の名称】 非観血血糖値測定装置及び方法

【請求項の数】 8

【発明者】

【住所又は居所】 石川県金沢市涌波3丁目5番57号

【氏名】 山越 憲一

【特許出願人】

【住所又は居所】 石川県金沢市涌波3丁目5番57号

【氏名又は名称】 山越 憲一

【特許出願人】

【住所又は居所】 東京都世田谷区等々力3丁目28番7号

【氏名又は名称】 横山 能周

【代理人】

【識別番号】 100081732

【弁理士】

【氏名又は名称】 大胡 典夫

【選任した代理人】

【識別番号】 100075683

【弁理士】

【氏名又は名称】 竹花 喜久男

【選任した代理人】

【識別番号】 100084515

【弁理士】

【氏名又は名称】 宇治 弘

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 009427

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【ブルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 非観血血糖値測定装置及び方法

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 複数の波長を含む光を生体に照射するための光源と、  
前記生体を透過し、または前記生体で反射した光を検出する受光器と、  
この受光器の出力信号が供給され、前記生体を異なる時刻に透過し、または前記生体で反射した光のスペクトルを分析するスペクトル分析装置と、  
このスペクトル分析装置で測定された前記異なる時刻における光のスペクトルから差分スペクトルを発生する差分スペクトル発生装置と、  
この差分スペクトル発生装置の出力データが入力され、血糖値を出力する血糖値予測装置とを備えたことを特徴とする非観血血糖値測定装置。

【請求項 2】 前記血糖値予測装置は、血糖値が既知である複数の全血サンプルのスペクトルデータが説明変数として入力され、目的変数として血糖値を出力する、PLS法による重回帰分析モデルにより構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の非観血血糖値測定装置。

【請求項 3】 前記複数の全血サンプルの各血糖値は、生理的な濃度領域を含む濃度範囲内で、所定の間隔で配列されていることを特徴とする請求項 2 に記載の非観血血糖値測定装置。

【請求項 4】 前記複数の全血サンプルは、アルブミンを含んでいることを特徴とする請求項 3 に記載の非観血血糖値測定装置。

【請求項 5】 前記アルブミンの濃度は 3.0～6.0 g/dl であることを特徴とする請求項 4 に記載の非観血血糖値測定装置。

【請求項 6】 前記複数の全血サンプルは、異なるヘマトクリット値を有する血液を含んでいることを特徴とする請求項 3 に記載の非観血血糖値測定装置。

【請求項 7】 前記血糖値予測装置は、その血糖値が既知である複数の全血サンプルのスペクトルデータが説明変数として入力され、目的変数として血糖値を出力する、PCR法による重回帰分析モデルにより構成されることを特徴とする請求項 1 に記載の非観血血糖値測定装置。

【請求項 8】 複数の波長を含む光を生体に照射するステップと、前記生体を

透過、または前記生体で反射した光を検出して電気信号に変換するステップと、前記変換された電気信号を用いて前記生体を異なる時刻に透過または反射した光のスペクトルを分析するステップと、前記異なる時刻における光のスペクトルから差分スペクトルを発生するステップと、この差分スペクトルから対応する血糖値を予測するステップとを備えたことを特徴とする非観血血糖値測定方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、血糖値を測定する装置及び方法に関し、特に、生体から採血することなく非侵襲で血中の血糖値を測定する非観血血糖値測定装置及び方法に関する。

【0002】

【従来技術】

近年生活習慣病の代表として注目されている糖尿病は、高齢化及び生活スタイルの変化等から、増加の一途を辿っている。従来は、微量の採血を行って血糖値（グルコース濃度）測定を行うのが一般的だが、これに伴う苦痛と煩わしさの軽減が強く望まれている。

【0003】

一方、近赤外領域の光を使用した無侵襲的測定が、生体に対する危険性が非常に低いことや、従来では測定不可能な項目の測定できる可能性があることから注目を集めており、グルコースもこの波長域においてその構成分子に由来する固有吸収帯を持っているため、種々の方法が報告されている（参考文献：尾崎幸洋編著、実用分光法シリーズNo. 4「分光学の医学応用」、アイピーシ）。

【0004】

例えば、参考文献によれば、赤外光を指先に照射し、その透過光をコンピュータにより演算処理して血糖値を求める方法が提案されている。しかしこの方法では、得られた透過光から血中のグルコースの量を見積もることは非常に困難であるため、この見積もりを多変量解析を用いて行う方法も提案されている。

【0005】

しかし、近赤外領域におけるグルコース固有の吸収帯がタンパク質等の他の成分の吸光領域と重なり、グルコースのみに由来する吸光特性と他の物質の吸光特性との分離が困難であるため、測定精度や測定の再現性等に問題があり、未だ実用化に至っていない。

【0006】

また、上述の多変量解析を用いたグルコース測定方法としては上記参考文献には次のように報告されている。この方法は、血清中に溶けたグルコースサンプルに対し、1325nm-1800nmと2035nm-2375nmの2つの波長領域の光を照射して赤外スペクトルを測定し、ケモメトリックス法の1つであるPLS法を用いて血清中のグルコースを測定するものである。

【0007】

しかしこの方法は、測定には0.5mmの光路長の石英セルを用いて透過法でNIRSystem社製の近赤外分光装置を使用したと報告されているように、石英セルを用いた測定であり、生体に光を照射して測定する非観血測定法ではない。

【0008】

【発明が解決しようとする課題】

上述した従来の吸光分析を利用する非観血血糖値測定法では、グルコースの吸収帯が骨、静脈、筋肉等生体内における他の組織成分の吸収領域と重なり、分離が困難で正確な測定ができないため、実用化できなかった。

【0009】

したがって本発明は上記の問題点を解決し、簡便で高精度の非観血血糖値測定装置及び方法を提供することを目的とする。

【0010】

【課題を解決するための手段】

本発明の非観血血糖値測定装置は、複数の波長を含む光を生体に照射するための光源と、前記生体を透過し、または前記生体で反射した光を検出する受光器と

この受光器の出力信号が供給され、前記生体を異なる時刻に透過し、または前

記生体で反射した光のスペクトルを分析するスペクトル分析装置と、このスペクトル分析装置で測定された前記異なる時刻における光のスペクトルから差分スペクトルを発生する差分スペクトル発生装置と、この差分スペクトル発生装置の出力データが入力され、血糖値を出力する血糖値予測装置とを備えたことを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 1 】

また、本発明の非観血血糖値測定装置においては、前記血糖値予測装置は、血糖値が既知である複数の全血サンプルのスペクトルデータが説明変数として入力され、目的変数として血糖値を出力する、PLS法による重回帰分析モデルにより構成されることを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 2 】

さらに、本発明の非観血血糖値測定装置においては、前記複数の全血サンプルの各血糖値は、生理的な濃度領域を含む濃度範囲内で、所定の間隔で配列されていることを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 3 】

さらに、本発明の非観血血糖値測定装置においては、前記複数の全血サンプルは、アルブミンを含んでいることを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 4 】

さらに、本発明の非観血血糖値測定装置においては、前記アルブミンの濃度は3.0～6.0 g/dlであることを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 5 】

さらに、本発明の非観血血糖値測定装置においては、前記複数の全血サンプルは、異なるヘマトクリット値を有する血液を含んでいることを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 6 】

さらに、本発明の非観血血糖値測定装置においては、前記血糖値予測装置は、その血糖値が既知である複数の全血サンプルのスペクトルデータが説明変数として入力され、目的変数として血糖値を出力する、PCR法による重回帰分析モデルにより構成されることを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 7 】

次に、本発明の非観血血糖値測定方法は、複数の波長を含む光を生体に照射するステップと、前記生体を透過、または前記生体で反射した光を検出して電気信号に変換するステップと、前記変換された電気信号を用いて前記生体を異なる時刻に透過または反射した光のスペクトルを分析するステップと、前記異なる時刻における光のスペクトルから差分スペクトルを発生するステップと、この差分スペクトルから対応する血糖値を予測するステップとを備えたことを特徴とするものである。

## 【 0 0 1 8 】

## 【発明の実施の形態】

以下、本発明の実施形態を図面により詳細に説明する。

## 【 0 0 1 9 】

図 1 は、本発明の非観血血糖値測定装置の構成を示すブロック図である。

## 【 0 0 2 0 】

本発明の非観血血糖値測定装置は、図 1 に示すように、近赤外波長領域、例えば 800 nm から 2400 nm の波長を有する光を発光する光源 11 が設けられる。この光源 11 からの光はアクティブ分光部 12 を介してたとえば指尖や耳朶などの生体 13 に照射される。アクティブ分光部 12 は光源 11 からの光をその全波長領域に亘って例えば 3 nm の波長間隔で順次分光し、約 530 個の異なる波長の光を走査出力するものである。上記の波長領域内での波長走査は、生体 13 内の動脈波形の 1 周期内で例えば 20 回程度繰返して行われる。すなわちこのアクティブ分光部 12 は、約 50 ms の間隔で近赤外領域の光を順次走査して生体 13 に照射する。生体 13 を透過した光は光源 11 と反対側に配置された受光器 14 により受光され、電気信号に変換される。

## 【 0 0 2 1 】

受光器 14 の出力信号はスペクトラム分析装置 15 に供給され、ここで光源 11 の波長毎の受光器 14 の出力からなる吸光スペクトラムが作成される。すなわち、スペクトラム分析手段 15 には、受光器 14 の出力信号とともに、光源 11 から生体 13 に入射する光の強度、すなわち入射光強度  $I_0$  を検出して電気信号



に変換するセンサ部 16 の出力が供給される。ここでは後述するように、生体 13 を透過した各波長  $\lambda_n$  における光の強度、すなわち透過光強度  $I$  との比 ( $I/I_0$ ) である吸光度が算出され、これによって吸光スペクトラムが作成される。この吸光スペクトラムは、前述したように、アクティブ分光器 12 の毎秒 20 回の走査により、毎秒 20 個の吸光スペクトラムが作成される。

#### 【0022】

スペクトラム分析装置 15 により得られた吸光スペクトラムのデータはスペクトルデータ記憶装置 17 に記憶される。このスペクトルデータ記憶装置 17 はスペクトラム分析装置 15 の数秒間分の出力データを、ファーストイン・ファーストアウトで逐次記憶保持する。

#### 【0023】

このスペクトルデータ記憶装置 17 から読み出されたスペクトルデータは差分処理装置 18 に供給され、ここで後述するように、異なる時刻における吸光スペクトラム間の対応する波長における吸光度の差により構成される差分スペクトルが作成される。

#### 【0024】

スペクトラム分析装置 15、スペクトルデータ記憶装置 17 および差分処理装置 18 は、アクティブ分光部 12 の毎秒 20 回の走査に同期して行われるが、これらの各装置間の同期はこれらの装置に同期信号を供給するタイミング装置 19 により行われる。

#### 【0025】

差分処理装置 18 により作成された差分スペクトルデータは差分スペクトル記憶装置 20 に記憶される。この差分スペクトル記憶装置 20 も数秒間分の差分処理手段 18 の出力データを、ファーストイン・ファーストアウトで逐次記憶保持する。

#### 【0026】

この差分スペクトル記憶装置 20 から読み出された差分スペクトルデータは、血糖値予測装置 21 に入力され。血糖値予測装置 21 は、後述するように、入力された差分スペクトルデータから、PLS法を用いた多変量解析により、血糖値

を予測する装置である。すなわち、この血糖値予測装置 21 は、多数の既知の血糖値を有する全血サンプルを用い、多変量解析法の 1 つである PLS 法 (Partial Least Squares Regression) に基づく重回帰分析により血糖値を算定するソフトモデルとして構築される。

【0027】

図 2 は、図 1 に示したソフトモデルとしての血糖値予測装置 21 の構成方法を示す概念図である。既知血糖値サンプル 31 は、複数個の石英セル (図示せず) に充填された、グルコース濃度が予め知られており、かつ、互いに少しずつ異なる濃度の血液である。このサンプル 31 は、例えば、健常成人男性 7 人から直接採血を行い、これをベースとして各々グルコース濃度範囲 30-450 mg/dl の間で 36、54、…、486 mg/dl のように、18 mg/dl ずつ異なるとともに、血液中のアルブミン濃度あるいはヘマトクリット濃度が異なる多数の全血サンプルとした。これらのサンプル 31 はそれぞれ、図 1 に示した光源 11、分光器 12、受光器 14 およびスペクトル分析装置 15 からなる分光分析器により、吸光スペクトル 32 が作成される。これらの吸光スペクトル 32 のデータ X は、対応する n 個の既知の血糖値  $y_n$  とともに PLS 重回帰分析予測モデル 34 が決定される。すなわち、吸光スペクトル 32 のデータ X は、異なる m 個 (約 530 個) の分光波長に対する吸光度であり、これらを  $x_1$ 、 $x_2$ 、…、 $x_m$  で表し、これらの変数を用いて n 個の既知の血糖値  $y_1$ 、 $y_2$ 、…、 $y_n$  を次の行列式で近似する。

【数 1】

$$\begin{bmatrix} y_1 \\ y_2 \\ \vdots \\ y_n \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} a_{11} & \cdots & a_{1n} \\ \cdot & & \\ \cdot & & \\ \cdot & & \\ a_{1n} & \cdots & a_{nn} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} x_1 \\ x_2 \\ \cdot \\ \cdot \\ x_n \end{bmatrix} \quad \text{式 1}$$

この行列式に、前記サンプル溶液を用いた吸光スペクトルデータを代入し、PLS 法を用いて行列式の係数値を決定する。これによって血糖値推測モデル式が得られる。ここで、PLS 法は次式で示されるように、説明変数として潜在変数

$T_{PLS}$  の相関を考慮し、かつ、 $X$  に含まれる情報をなるべく多量に利用する手法である。

【数 2】

$$\left. \begin{aligned} y &= Tq + f \\ X &= TP^T + E \\ S &= y^T T \end{aligned} \right\} \text{式 2}$$

ただし、 $T$  : 潜在変数  
 $q$  : 潜在変数回帰係数  
 $E, f$  :  $X, y$  の残差  
 $P$  :  $T$ -デインク行列  
 $S$  :  $y$  と  $T$  の共分散

具体的には、市販の PLS 法による回帰分析コンピュータアプリケーションソフト（例えば、商品名：MATLAB）に、 $n$  個の既知血糖値サンプル各血糖値  $y_1, y_2, \dots, y_n$  及び各分光波長の吸光度値  $x_1, x_2, \dots, x_m$  を入力して、式 2 の潜在変数  $T$  の回帰係数  $q$  を決定する。これによって、重回帰分析予測モデル（血糖値算定モデル）34 が得られる。

次に以上のように構成された本発明の非観血血糖値測定装置の動作および血糖値の測定手順を、図 3 および図 4 を参照して説明する。

図 1 に示すように、光源 11 からの光をアクティブ分光器 12 により、毎秒 20 回の速度で繰り返し走査し、これを生体 13 に照射する。生体 13 を透過した光を受光器 14 で受光して、スペクトル分析装置 15 により、40～50ms 間隔で各 1 個の吸光スペクトラムが測定される。測定されたスペクトルデータは、次のスペクトル測定タイミングまでにスペクトルデータ記憶装置 20 に記憶される。図 3 は生体 13 内の動脈血波形を示し、横軸は時間、縦軸は動脈血流量を示している。同図の時刻  $t_1, t_2, \dots, t_n$  は、アクティブ分光器 12 による波長の走査開始時刻を示し、 $n$  はここでは 20 である。このようにして得られた各時刻  $t_1, t_2, \dots, t_n$  における吸光スペクトルは、図 4 に示される。同図の横軸は波長、縦軸は吸光度を示している。

【0028】

次に図 1 の差分処理装置 18 は、各時刻  $t_1, t_2, \dots, t_n$  における吸光ス

ペクトラムから任意の2つの時刻、例えば、動脈血波形の立ち上がり時刻 $t_1$ とピーク時刻 $t_i$ における吸光スペクトルから差分スペクトルを作成する。

#### 【0029】

図5は、図1の血糖値予測装置21の動作を示す模式図である。同図の(a)には、上記の差分スペクトルの一例が示されている。同図の横軸は波長、縦軸は吸光度の差を示している。この差分スペクトルを表すグラフ曲線は、 $t_3$ と $t_6$ における各吸光スペクトラムの各波長における吸光度の差をプロットしたものである。

#### 【0030】

図6の(S1)、(S2)、…、(Sm)は、m個の既知血糖値全血サンプルの吸光スペクトルである。

#### 【0031】

血糖値予測装置21には、図5(a)に示される差分スペクトルデータが入力される。血糖値予測装置21には、図5の(S1)、(S2)、…、(Sm)は、m個の既知全血サンプルの吸光スペクトルと対応する血糖値の関係を示す数式モデルが組み込まれている。血糖値予測装置21は、入力データとして与えられた差分スペクトルとサンプル溶液の吸光スペクトルとを比較し、最も類似する吸光スペクトルを有するサンプル溶液の血糖値を推定血糖値として出力する。

#### 【0032】

このように、血糖値予測装置21の入力データとして差分スペクトルを用いることにより、高い精度で血糖値の予測ができることが判明した。その理由を図6により説明する。図6は生体13への入射光強度 $I_0$ と、透過光強度 $I_1$ 、 $I_2$ および生体内での吸光量との関係を示す模式図である。同図にはまた、図4に示した動脈血波形Pも表示されている。同図において、例えば、動脈血波形Pが最低値となる $t=t_1$ における透過光度強度 $I_1$ は、入射光強度 $I_0$  - 最小流量の動脈血層での吸収光量 $I_3$  - 静脈血層での吸収光量 $I_4$  - 血液以外の生体組織層での吸収光量 $I_5$ である。また、動脈の最大流量となる $t=t_2$ における透過光度強度 $I_2$ は、入射光強度 $I_0$  - 最大流量の動脈血層での吸収光量 $I_6$  - 静脈血層で

の吸収光量  $I_4$  - 血液以外の生体組織層での吸収光量  $I_5$  となって、この2つのスペクトラムの差分は、それぞれに共通に含まれる静脈血層での吸収光量  $I_4$  および血液以外の生体組織層での吸収光量  $I_5$  を除去した、動脈の脈動の吸収光量である拍動成分  $\Delta I$  のスペクトルを抽出する。したがって、図1のスペクトル分析装置15あるいはスペクトルデータ記憶装置17における吸光スペクトルには、静脈血や血液以外の生体組織による吸光成分が含まれるが、差分処理装置18で作成した差分スペクトルは、動脈血の吸光成分のみに依存する吸光スペクトルとなる。したがって、この差分スペクトルは、静脈血や血液以外の生体組織による吸光成分が含まれないため、これらの妨害因子の影響を除去することができ、これによって高精度な非観血血糖値測定装置のが実用化が可能となった。

#### 【0033】

ところで、上述の生体13の測定による差分スペクトル作成において、動脈波形の1心拍中の最大流量と最小流量になるそれぞれのスペクトルの差分を採る場合は、1心拍で1回の血糖値算定演算を行い、血糖値の出力も1心拍に1回である。しかし、スペクトルデータは1心拍間に20回近く繰返し測定されるため、隣接する2つ時刻における差分スペクトルを順次時刻をずらせながら連続差分スペクトルとして取り出し、これらを用いて血糖値算定演算を行うこともできる。この場合、隣接時刻のスペクトルの変化が微小で差分スペクトルの信号雑音比が低下して、血糖値算定演算の結果のばらつき（残差）も大きくなることが予想される。したがって、これらの差分スペクトルに対して時系列平均化を行って血糖値予測装置21に入力するか、あるいは、血糖値予測装置21により、次々に算出される血糖値を時間平均、または移動平均などの統計的处理で平滑化をして測定結果を見易くして測定結果を表示することも可能である。

#### 【0034】

なお、以上説明した実施形態においては、生体13からの透過光のスペクトルを測定したが、透過光に限らず、生体13からの反射光のスペクトラムを測定してもよい。図7はこの例を示す部分説明図であり、図1と同じ構成部分には同じ符号を付して詳細な説明は省略する。図示のように、この実施形態では、受光器13は生体13に対して、光源11と同じ側に配置され、反射光を受光する。そしてこ

の受光器 13 の出力信号を図 1 に示すスペクトル分析装置 15 に供給することにより、上記の実施形態と同様に血糖値を測定することができる。

【0035】

また、図 1 および図 7 に示した実施形態では、光源 11 からの光をアクティブ分光器 12 で分光した後、生体 13 に照射したが、光源 11 からの光を生体 13 に照射した後の透過光、または散乱反射光を分光してスペクトル分析してもよい。例えば、特定の波長にのみ感度を有する受光器を多数配列し、これらによって受光することにより分光することができる。

【0036】

また、上述の実施形態では、血糖値予測装置 21 として PLS 法を適用したモデルを用いたが、式 3 に示す PCR 法 (Principal Components Regression) によるモデルを用いることもできる。PCR 法により構築される重回帰分析血糖値算定モデルは、下の式 3 で表される。

【数 3】

$$\begin{aligned} y &= T b + f \\ &= t_1 b_1 + t_2 b_2 + \cdots + t_n b_n \end{aligned} \quad \left. \vphantom{\begin{aligned} y &= T b + f \\ &= t_1 b_1 + t_2 b_2 + \cdots + t_n b_n \end{aligned}} \right\} \text{式 3}$$

ただし、 $T$  : 主成分スコア  
 $b$  : 主成分スコア回帰係数

すなわち、目的変数の  $y$  に全血サンプル 31 の既知の血糖値を対応させ、説明変数の  $x$  にその全血サンプル 31 のスペクトルデータを適用して、式 3 の主成分スコア  $T$  及び主成分スコア回帰係数  $b$  を決定して、重回帰分析血糖値算定モデルを構築する。未知の血糖値の差分スペクトルデータをこの主成分スコア回帰係数  $b$  が設定された血糖値予測装置 21 に入力することにより、血糖値の予測値  $y_a$  が演算され出力される。

【0037】

さらに、上述の実施形態の説明は、血糖値の測定について示したが、動脈血中に存在する吸光特性及び散乱反射特性を有する他の物質の濃度の測定についても、その物質の吸光特性、散乱反射特性に対応した波長帯のスペクトル測定と、そ

の物質の標準となる濃度のサンプルで P L S 法または P C R 法による重回帰分析濃度算定手段の算定回帰係数の決定とを行い、本実施形態と同様の構成と手順を行えば、動脈血中に存在するその物質の濃度が同様に予測算定できる。

## 【 0 0 3 8 】

## 【発明の効果】

以上、説明したように本発明の非観血血糖値測定装置及び方法によれば、生体内血液の血糖値を、指先等に近赤外光を照射することにより測定することができるため、採血に伴う苦痛や煩わしさを感じること無く、容易かつ迅速に測定することができる。

## 【 0 0 3 9 】

また、本発明によれば、差分スペクトルの利用により、動脈血以外の静脈血や他の生体組織成分の影響を排除し、高精度と感度により血糖値を測定できる。

## 【図面の簡単な説明】

## 【図 1】

本発明の非観血血糖値測定装置の実施形態の構成を示すブロック図。

## 【図 2】

本実施形態の血糖値を演算算定する血糖値算定手段に用いられる P L S 法による分析予測モデルの構築の概念を示す模式図。

## 【図 3】

生体内の動脈血波形の模式図。

## 【図 4】

本実施形態のスペクトル分析装置で測定される吸光スペクトルの模式図。

## 【図 5】

実施形態の血糖値予測装置の動作を示す模式図。

## 【図 6】

生体への入射光と透過光の強度、及び生体内での吸光量との関係を示す模式図。

## 【図 7】

本実施形態の変形例であって、生体からの反射光のスペクトルを測定する模式

図。

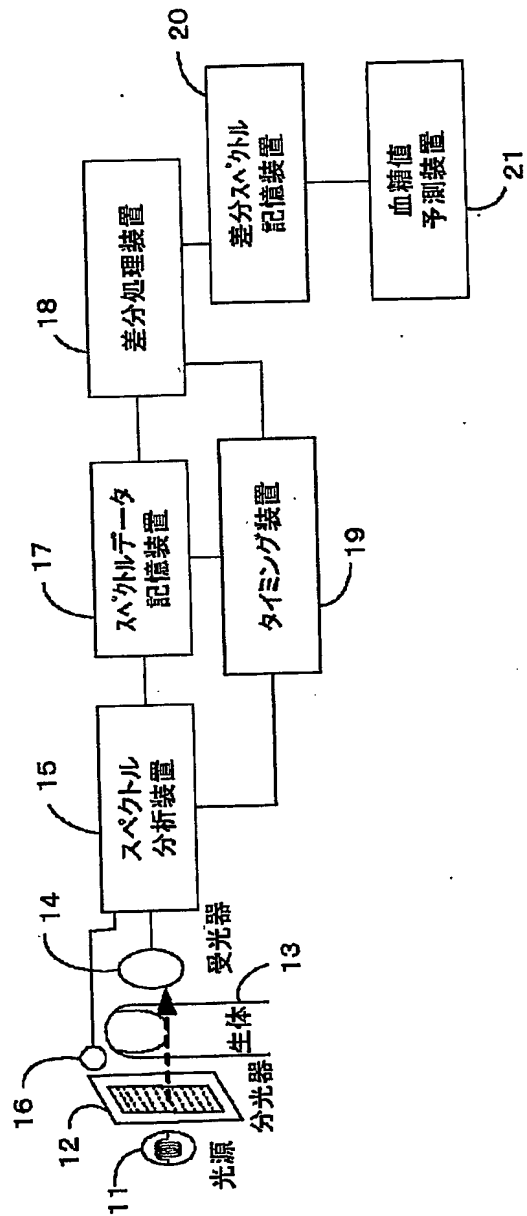
【符号の説明】

- 1 3 . . . 生体の一部、
- 1 1 . . . 光源、
- 1 2 . . . アクティブ分光部、
- 1 4 . . . 受光器、
- 1 6 . . . 入力光センサ、
- 1 5 . . . スペクトル分析装置、
- 1 7 . . . スペクトルデータ記憶装置、
- 1 8 . . . スペクトル差分装置、
- 2 0 . . . 差分スペクトル記憶装置、
- 1 9 . . . タイミング装置、
- 2 1 . . . 血糖値予測装置、
- 3 1 . . . 既知血糖値全血サンプル、
- 3 2 . . . 近赤外線分光スペクトル、
- 3 3 . . . 血糖値濃度、
- 3 4 . . . P L S 回帰分析予測モデル、

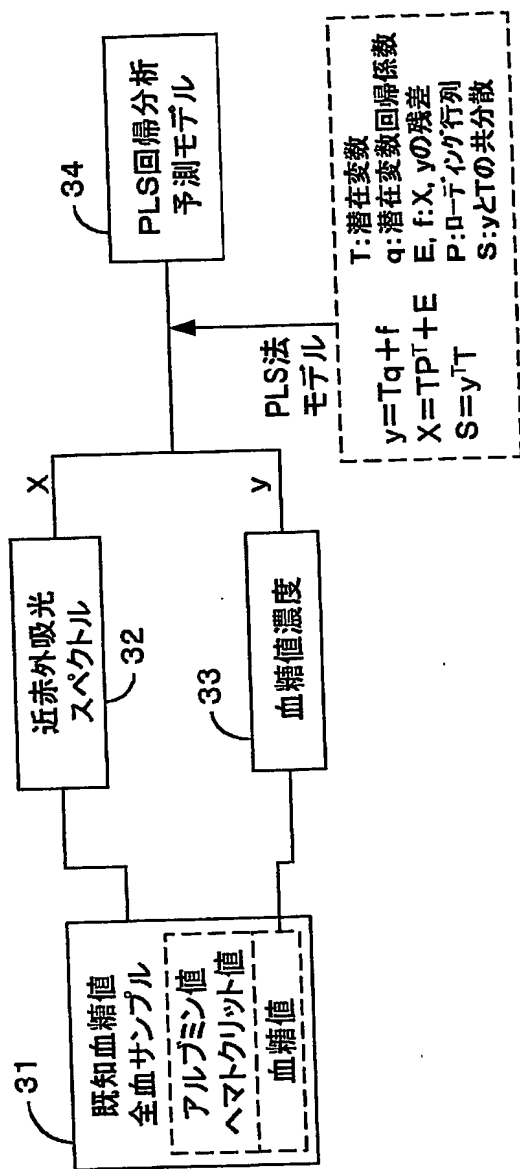


【書類名】 図面

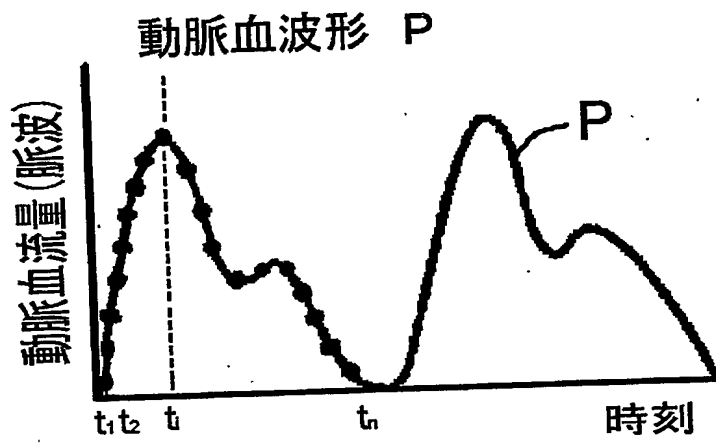
【図 1】



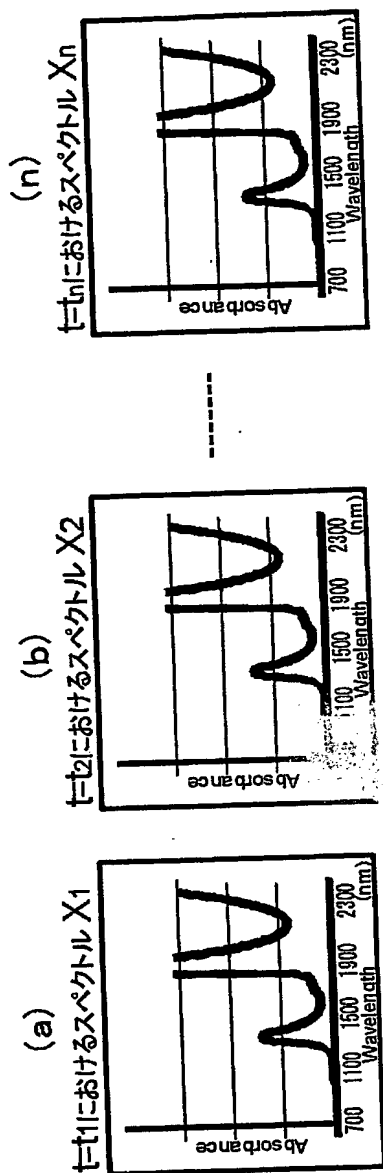
【図 2】



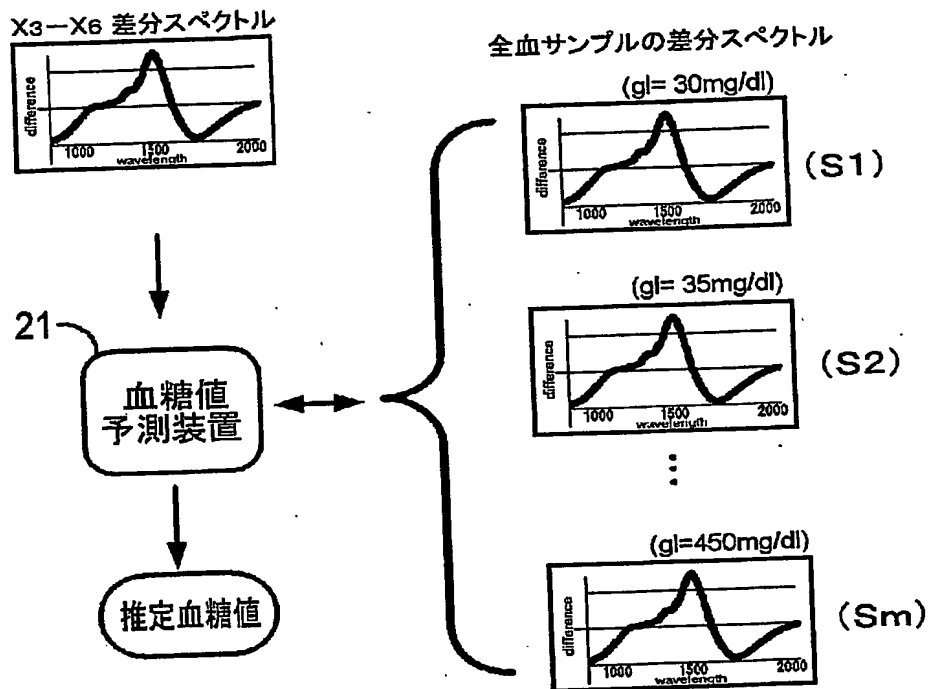
【図 3】



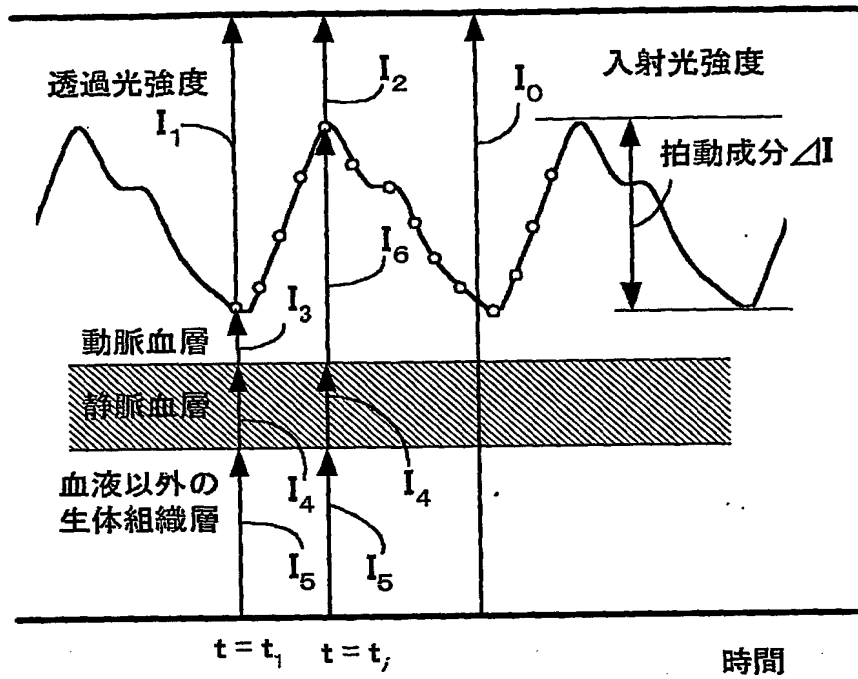
【図 4】



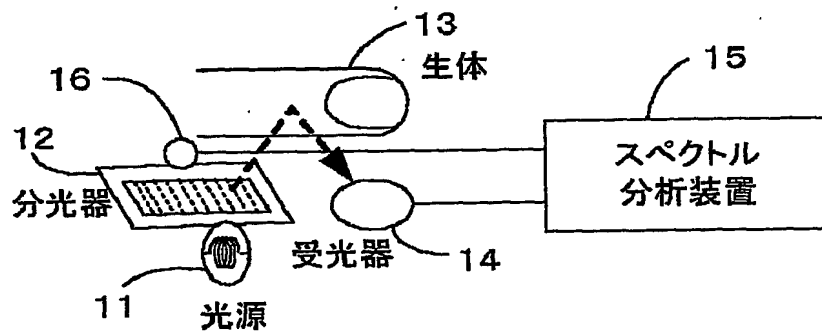
【図 5】



【図6】



【図7】



【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 非観血的手法により生体内の血糖値を測定する装置及び方法を提供すること。

【解決手段】 複数の波長を含む光を生体 13 に照射するための光源 11 と、前記生体を透過し、または前記生体で反射した光を検出する受光器 14 と、この受光器の出力信号が供給され、前記生体を異なる時刻に透過し、または前記生体で反射した光のスペクトルを分析するスペクトル分析装置 15 と、このスペクトル分析装置で測定された前記異なる時刻における光のスペクトルから差分スペクトルを発生する差分スペクトル発生装置 18 と、この差分スペクトル発生装置の出力データが入力され、血糖値を出力する血糖値予測装置 21 とを備えたことを特徴とする非観血血糖値測定装置。

【選択図】 図 1

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2002-083587
受付番号	50200415299
書類名	特許願
担当官	小松 清 1905
作成日	平成 14 年 4 月 26 日

<認定情報・付加情報>

【特許出願人】

【識別番号】	500339994
【住所又は居所】	石川県金沢市涌波 3 丁目 5 番 57 号
【氏名又は名称】	山越 憲一

【特許出願人】

【識別番号】	502104941
【住所又は居所】	東京都世田谷区等々力 3 丁目 28 番 7 号
【氏名又は名称】	横山 能周

【代理人】

【識別番号】	100081732
【住所又は居所】	神奈川県川崎市幸区堀川町 580 番地 ソリッド スクエア 東館 4 階 大胡・竹花特許事務所
【氏名又は名称】	大胡 典夫

【選任した代理人】

【識別番号】	100075683
【住所又は居所】	神奈川県川崎市幸区堀川町 580 番地 ソリッド スクエア 東館 4 階 大胡・竹花特許事務所
【氏名又は名称】	竹花 喜久男

【選任した代理人】

【識別番号】	100084515
【住所又は居所】	神奈川県川崎市幸区堀川町 580 番地 ソリッド スクエア 東館 4 階 大胡・竹花特許事務所
【氏名又は名称】	宇治 弘



出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [500339994]

1. 変更年月日 2000年 7月19日  
[変更理由] 新規登録  
住 所 石川県金沢市涌波2丁目7番10号  
氏 名 山越 憲一
2. 変更年月日 2002年 4月12日  
[変更理由] 住所変更  
住 所 石川県金沢市涌波3丁目5番57号  
氏 名 山越 憲一

出願人履歴情報

識別番号

[502104941]

1. 変更年月日	2002年 3月25日
[変更理由]	新規登録
住 所	東京都世田谷区等々力3丁目28番7号
氏 名	横山 能周

**This Page is Inserted by IFW Indexing and Scanning  
Operations and is not part of the Official Record**

**BEST AVAILABLE IMAGES**

Defective images within this document are accurate representations of the original documents submitted by the applicant.

Defects in the images include but are not limited to the items checked:

- ☐ BLACK BORDERS
- ☐ IMAGE CUT OFF AT TOP, BOTTOM OR SIDES
- ☐ FADED TEXT OR DRAWING
- ☒ BLURRED OR ILLEGIBLE TEXT OR DRAWING
- ☒ SKEWED/SLANTED IMAGES
- ☐ COLOR OR BLACK AND WHITE PHOTOGRAPHS
- ☐ GRAY SCALE DOCUMENTS
- ☐ LINES OR MARKS ON ORIGINAL DOCUMENT
- ☒ REFERENCE(S) OR EXHIBIT(S) SUBMITTED ARE POOR QUALITY
- ☐ OTHER: \_\_\_\_\_

**IMAGES ARE BEST AVAILABLE COPY.**

**As rescanning these documents will not correct the image problems checked, please do not report these problems to the IFW Image Problem Mailbox.**